



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110368030 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910577423.2

(22)申请日 2019.06.28

(71)申请人 深圳中科乐普医疗技术有限公司
地址 518000 广东省深圳市宝安区石岩街道松白路中运泰科技工业厂区综合楼9栋七层东侧

(72)发明人 翁嘉淳 董永刚

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 林宏津 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

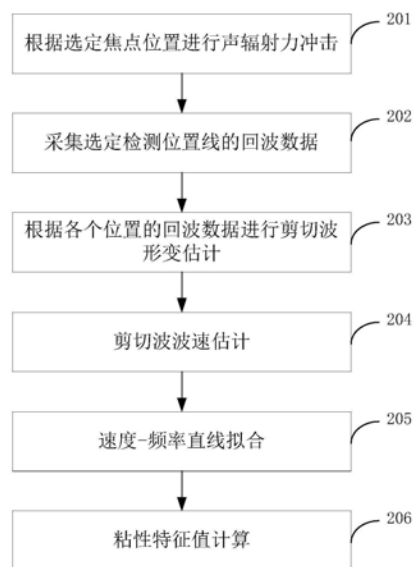
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

超声弹性成像装置及方法

(57)摘要

本申请公开了一种超声弹性成像装置及方法,其利用声辐射力冲击方法在人体选定组织位置产生若干种特定频率的剪切波,并计算剪切波速度,建立速度-频率直线,可以观察不同频率剪切波经过相同组织时的速度情况,从而,通过计算该直线的斜率值定性反应出组织的粘性情况,不需要如现有技术那样知道组织密度值。



1. 一种超声弹性成像装置,其特征在于,包括:

超声探头,其包括至少一个换能器,用于对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击,以产生不同频率的剪切波,还用于沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波;

发射与接收序列控制模块,用于产生控制相应换能器发射超声波的发射序列和控制相应换能器接收超声回波的接收序列;

回波处理模块,用于对所述超声回波进行处理,得到各检测位置对应的多组频率的回波数据;

发射和接收模块,其分别与超声探头、发射与接收序列控制模块和回波处理模块电连接,用于将发射与接收序列控制模块产生的发射序列传输给超声探头,并将超声探头接收的超声回波传输给回波处理模块;

数据处理模块,其与回波处理模块连接,用于根据回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线,所述形变-时间曲线涉及形变值随时间变化的关系,根据所述形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过所述剪切波速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果;

显示模块,用于显示所述回波数据和/或所述弹性结果。

2. 如权利要求1所述的装置,其特征在于,所述超声探头对所述感兴趣区域按预先设定的脉冲序列进行第一组声辐射力聚焦冲击,产生第一频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的第一频率超声回波;重复前一过程至少两次,得到至少三组不同频率的超声回波。

3. 如权利要求2所述的装置,其特征在于,所述数据处理模块采用归一化互相关运算对所述回波数据进行形变估计,形成各检测位置的形变-时间曲线,并记录每条形变时间曲线中峰值及其对应的时间值,根据所述峰值及其对应的时间值以及检测位置物理距离值进行直线拟合,得到拟合的时间-距离直线,求取该时间-距离直线的斜率的倒数以得到剪切波速度值,结合对应的频率,由此得到剪切波速度-频率直线。

4. 一种超声弹性成像方法,其特征在于,包括:

发射与接收步骤:通过超声探头对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击以产生不同频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波;

回波处理步骤:对所述超声回波进行回波处理,得到各检测位置对应的多组频率的回波数据;

数据处理步骤:根据所述回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线,所述形变-时间曲线涉及形变值随时间变化的关系,根据所述形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过所述剪切波速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果;

输出步骤:输出回波数据和/或所述弹性结果。

5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述发射与接收步骤包括:对所述感兴趣区域按预先设定的脉冲序列进行第一组声辐射力聚焦冲击,产生第一频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的第一频率超声回波;重复前一过程至少两次,得到至

少三组不同频率的超声回波。

6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,在所述数据处理步骤中,采用归一化互相关运算对所述回波数据进行形变估计。

7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,对在同一检测位置线上相邻次采集的数据采用如下公式进行归一化互相关运算:

$$R(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}}$$

式中, s_r 为当前超声回波的回波数据, s_d 为下一次超声回波的回波数据, R 为互相关系数, τ 为对应位移值的超声回波时间延迟, T 为信号段周期长度;

其中,求取 R 的最大值所对应的结果 τ 即为相邻回波时延,根据如下公式计算出形变值 u_τ :

$$u_\tau = c\tau/2$$

式中 c 为超声传播速度。

8. 如权利要求7所述的方法,其特征在于,在所述数据处理步骤中,形成各检测位置的形变-时间曲线,并记录每条形变时间曲线中峰值及其对应的时间值。

9. 如权利要求8所述的方法,其特征在于,在所述数据处理步骤中,根据所述峰值及其对应的时间值以及检测位置物理距离值进行直线拟合,得到拟合的时间-距离直线,求取该时间-距离直线的斜率的倒数以得到剪切波速度值,结合对应的频率,由此得到剪切波速度-频率直线。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,包括程序,所述程序能够被处理器执行以实现如权利要求4-9中任一项所述的方法。

超声弹性成像装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,具体涉及一种超声弹性成像装置及方法,该装置及方法基于声辐射力冲击实现生物组织粘性特征提取。

背景技术

[0002] 剪切波弹性成像技术是通过发射声辐射冲击生物组织施加激励,利用马赫锥原理在组织中产生足够强度的剪切波,由于剪切波在不同硬度的组织传播速度有差异,通过检测剪切波在不同位置的传播速度可以间接反映该位置的软硬情况,最后通过剪切波速度计算组织弹性模量硬度值,期间,通过达到例如2万帧每秒的超高速成像系统捕捉、追踪剪切波,使所测剪切波速度的精确度达到如1mm/s,再以彩色编码技术实时显示出组织弹性图。利用剪切波弹性成像技术,可以实现生物组织实时硬度定量检测,为临床判断组织病变情况提供依据。

[0003] 目前大部分弹性成像方法都是在将生物组织假设为理想线性弹性的情况下进行,然而,由于生物组织具有粘弹性特征,这种弹性成像方法的计算忽略了组织的粘性特征情况。而且,组织的病变情况与粘性特征变化也存在一定关系,如酒精肝、脂肪肝等。所以,增加粘性特征计算作为弹性成像的补充有十分重要的意义。同时,在均匀纯弹性介质中,剪切波的传播速度与剪切波的频率无关,即不同频率的剪切波传播速度相同;但在含有粘性特征的组织中,剪切波的传播会受到粘性的影响。组织粘性越大,剪切波频率越高,传播速度越低;反之,剪切波频率越低,传播速度越高。因此,对组织进行弹性成像时增加考虑粘性特征的情况,能够为临床诊断提供更全面和更真实的组织信息。

[0004] 组织的粘性特征情况的计算需要知道剪切波的频率值和介质密度值。已有方法提出通过外部机械振动产生稳定单一频率的剪切波,从体表向体内组织传播,同时介质密度值取近似值1000克/立方米进行粘性特征计算。这种方法虽然能产生较稳定的单一频率剪切波,但由于产生方法为外部机械振动,剪切波从体表到体内衰减非常大,且剪切波传播过程中经过多种介质也会产生分裂等情况,所以对位置选取和传播深度限制都比较大。并且,体内组织的介质密度实际值也并非全部为1000克/立方米,对不同组织都使用此密度值会引入误差。所以,现有方法对组织的粘性情况评估局限性较大,准确性低。

发明内容

[0005] 本申请提供一种超声弹性成像装置及方法,其中基于声辐射力冲击实现生物组织粘性特征提取,而无需如现有技术那样假设组织的密度值。

[0006] 根据本申请的第一方面,本申请提供了一种超声弹性成像装置,包括:

[0007] 超声探头,其包括至少一个换能器,用于对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击,以产生不同频率的剪切波,还用于沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波;

[0008] 发射与接收序列控制模块,用于产生控制相应换能器发射超声波的发射序列和控

制相应换能器接收超声回波的接收序列；

[0009] 回波处理模块,用于对所述超声回波进行处理,得到各检测位置对应的多组频率的回波数据；

[0010] 发射和接收模块,其分别与超声探头、发射与接收序列控制模块和回波处理模块电连接,用于将发射与接收序列控制模块产生的发射序列传输给超声探头,并将超声探头接收的超声回波传输给回波处理模块；

[0011] 数据处理模块,其与回波处理模块连接,用于根据回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线,所述形变-时间曲线涉及形变值随时间变化的关系,根据所述形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过所述剪切波速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果；

[0012] 显示模块,用于显示所述回波数据和/或所述弹性结果。

[0013] 进一步地,所述超声探头对所述感兴趣区域按预先设定的脉冲序列进行第一组声辐射力聚焦冲击,产生第一频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的第一频率超声回波；重复前一过程至少两次,得到至少三组不同频率的超声回波。

[0014] 进一步地,所述数据处理模块采用归一化互相关运算对所述回波数据进行形变估计,形成各检测位置的形变-时间曲线,并记录每条形变时间曲线中峰值及其对应的时间值,根据所述峰值及其对应的时间值以及检测位置物理距离值进行直线拟合,得到拟合的时间-距离直线,求取该时间-距离直线的斜率的倒数以得到剪切波速度值,结合对应的频率,由此得到剪切波速度-频率直线。

[0015] 根据本申请的第二方面,本申请提供了一种超声弹性成像方法,包括：

[0016] 发射与接收步骤:通过超声探头对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击以产生不同频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波；

[0017] 回波处理步骤:对所述超声回波进行回波处理,得到各检测位置对应的多组频率的回波数据；

[0018] 数据处理步骤:根据所述回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线,所述形变-时间曲线涉及形变值随时间变化的关系,根据所述形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过所述剪切波速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果；

[0019] 输出回波数据和/或所述弹性结果。

[0020] 进一步地,所述发射与接收步骤包括:对所述感兴趣区域按预先设定的脉冲序列进行第一组声辐射力聚焦冲击,产生第一频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的第一频率超声回波；重复前一过程至少两次,得到至少三组不同频率的超声回波。

[0021] 进一步地,在所述数据处理步骤中,采用归一化互相关运算对所述回波数据进行形变估计。

[0022] 进一步地,对在同一检测位置线上相邻次采集的数据采用如下公式进行归一化互相关运算：

$$[0023] \quad R(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}}$$

[0024] 式中, s_r 为当前超声回波的回波数据, s_d 为下一次超声回波的回波数据, R 为互相关系数, τ 为对应位移值的超声回波时间延迟, T 为信号段周期长度; 其中, 求取 R 的最大值所对应的结果 τ 即为相邻回波时延, 根据如下公式计算出形变值 u_τ : $u_\tau = c\tau/2$, 式中 c 为超声传播速度。

[0025] 进一步地, 在所述数据处理步骤中, 形成各检测位置的形变-时间曲线, 并记录每条形变时间曲线中峰值及其对应的时间值。

[0026] 进一步地, 在所述数据处理步骤中, 根据所述峰值及其对应的时间值以及检测位置物理距离值进行直线拟合, 得到拟合的时间-距离直线, 求取该时间-距离直线的斜率的倒数以得到剪切波速度值, 结合对应的频率, 由此得到剪切波速度-频率直线。

[0027] 根据本申请的第三方面, 本申请提供一种计算机可读存储介质, 包括程序, 该程序能够被处理器执行以实现上述的方法。

[0028] 依据上述实施例的超声弹性成像装置及方法, 利用声辐射力冲击方法在人体选定组织位置产生若干种特定频率的剪切波, 并计算剪切波速度, 建立速度-频率直线, 可以观察不同频率剪切波经过相同组织时的速度情况, 从而, 通过计算该直线的斜率值定性反应出组织的粘性情况, 不需要如现有技术那样知道组织密度值。

附图说明

[0029] 图1为本申请实施例的超声弹性成像装置的结构示意图;

[0030] 图2为本申请实施例的超声弹性成像方法中涉及的流程处理示意图;

[0031] 图3为本申请实施例中声辐射力冲击脉冲序列的示意图;

[0032] 图4为本申请实施例中沿检测位置采集超声回波信号的示意图;

[0033] 图5为本申请实施例中沿检测位置线采集到的各个检测位置的形变时间曲线示意图;

[0034] 图6为本申请实施例中拟合时间-距离直线的示意图;

[0035] 图7为本申请实施例中拟合速度-频率直线的示意图。

具体实施方式

[0036] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。其中不同实施方式中类似元件采用了相关联的类似的元件标号。在以下的实施方式中, 很多细节描述是为了使得本申请能被更好的理解。然而, 本领域技术人员可以毫不费力的认识到, 其中部分特征在不同情况下是可以省略的, 或者可以由其他元件、材料、方法所替代。在某些情况下, 本申请相关的一些操作并没有在说明书中显示或者描述, 这是为了避免本申请的核心部分被过多的描述所淹没, 而对于本领域技术人员而言, 详细描述这些相关操作并不是必要的, 他们根据说明书中的描述以及本领域的一般技术知识即可完整了解相关操作。

[0037] 另外, 说明书中所描述的特点、操作或者特征可以以任意适当的方式结合形成各

种实施方式。同时,方法描述中的各步骤或者动作也可以按照本领域技术人员所能显而易见的方式进行顺序调换或调整。因此,说明书和附图中的各种顺序只是为了清楚描述某一个实施例,并不意味着是必须的顺序,除非另有说明其中某个顺序是必须遵循的。

[0038] 本文中为部件所编序号本身,例如“第一”、“第二”等,仅用于区分所描述的对象,不具有任何顺序或技术含义。而本申请所说“连接”、“联接”,如无特别说明,均包括直接和间接连接(联接)。

[0039] 基于声幅射力的剪切波测量方式通过超声声辐射力在生物组织内部产生剪切波的传播,然后通过生物组织内部产生剪切波的传播并检测其传播参数(比如传播速度)的方法来反映生物组织间的硬度差异。

[0040] 请参考图1,超声弹性成像装置100包括超声探头101、发射与接收序列控制模块102、发射和接收模块103、回波处理模块104、数据处理模块105和显示模块106。发射与接收序列控制模块102通过发射和接收模块103与超声探头101信号连接,超声探头101通过发射和接收模块103与回波处理模块104信号连接,回波处理模块104的输出端与数据处理模块105连接,数据处理模块105的输出端与显示模块106连接。

[0041] 超声探头101包括至少一个换能器,换能器用于根据电信号发射超声波,或将接收的超声波变换为电信号。当存在多个换能器时,多个换能器可排列成一排,例如线阵探头;或者,多个换能器可排布成二维矩阵,例如,二维超声探头或面阵探头。超声探头101的一部分换能器可用于向生物组织108发射超声波,另一部分换能器可用于接收由生物组织返回的超声回波。在本申请实施例中,超声探头101用于对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击,以产生不同频率的剪切波,还用于沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波。其中,感兴趣区域可由用户选定,例如当显示屏上显示超声图像时,用户可在超声图像上选定感兴趣区域,超声弹性成像装置100可根据选定的感兴趣区域计算发射和接收序列。在有的实施例中,超声弹性成像装置默认超声探头所接触的组织表皮下设定范围为感兴趣区域。

[0042] 发射与接收序列控制模块102用于产生发射序列和接收序列,发射序列用于提供超声探头101中发射用的换能器数和向生物组织发射超声波的参数(例如幅度、频率、发波次数、发波角度、波型等),接收序列用于提供超声探头101中接收用的换能器数以及其接收回波参数(例如接收的角度、深度等)。当超声探头101固定在生物组织108上的某个位置后,超声探头101中相应的换能器按照发射序列,向生物组织108内发射一定幅度、频率和角度的超声波,超声波在生物组织108内可形成截面,同时也可接收该截面的超声回波。

[0043] 发射和接收模块103连接在超声探头和发射与接收序列控制模块102、回波处理模块104之间,用于将发射与接收序列控制模块102的发射序列传输给超声探头101,并将超声探头101接收的超声回波传输给回波处理模块104。

[0044] 回波处理模块104用于对超声回波进行处理,例如对超声回波进行滤波、放大、波束合成等处理。

[0045] 数据处理模块105接收回波处理模块104输出端处理后的回波信号,并采用相关算法得到所需要的参数或图像。在本申请实施例中,数据处理模块105可根据回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线(其反映了形变值随时间变化的关系),根据形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过剪切波

速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果。这点后面将详细阐述。

[0046] 显示模块106作为输出模块,显示模块106接收数据处理模块105输出的各种可视化数据,在显示界面上显示各种图像、图形、图表、文字或数据,其中包括各种弹性图像。在有的实施例中,数据处理模块105在计算出弹性结果后,可以直接将计算出的弹性结果输出至显示模块进行显示。在一些实施例中,显示模块可以是触摸显示屏,或多个显示器等等。

[0047] 基于本申请前述实施例,本发明另一实施例还提供了一种超声弹性成像方法,其基于声辐射力聚焦冲击分析生物组织的粘性特征。该方法包括发射与接收步骤、回波处理步骤、数据处理步骤和输出步骤。在发射与接收步骤中,通过超声探头对生物组织的感兴趣区域进行多组声辐射力聚焦冲击以产生不同频率的剪切波,沿选取的检测位置线采集由生物组织返回的多组频率的超声回波。在回波处理步骤中,对采集的超声回波进行回波处理,得到各检测位置对应的多组频率的回波数据。在数据处理步骤中,根据回波数据进行形变估计运算,形成各检测位置对应的形变-时间曲线,根据形变-时间曲线进行剪切波波速估计,并拟合得到剪切波速度-频率直线,通过剪切波速度-频率直线的斜率确定出粘性特征参考值,进而计算弹性结果。在输出步骤中,输出回波数据和/或弹性结果。

[0048] 在其中一个实施例中,超声弹性成像方法在生物组织弹性测量过程中,选取弹性观察区域,然后继续如图2所示的处理流程,即如下的步骤201至步骤206。

[0049] 在步骤201中,根据选择的观察区域位置,按照预先设定的脉冲序列进行声辐射力聚焦冲击,脉冲序列可以为例如图3所示。声辐射力冲击脉冲长度可选为例如图3所示,声辐射力冲击脉冲重复频率Push_Prff可选为例如图3所示,声辐射力冲击焦点数量可选为例如图3所示,采集脉冲重复频率可选为例如图3所示,采集脉冲数量可选为例如图3所示。图4示出了沿检测位置线采集超声回波信号。通过此步骤,可产生频率为Push_Prff的剪切波。

[0050] 在步骤202中,重复步骤201的过程至少两次,声辐射力冲击脉冲重复频率Push_Prff可选为例如图3所示,采集脉冲重复频率可选为例如图3所示,采集脉冲数量可选为例如图3所示。通过步骤202可产生至少三组不同频率的剪切波经过同一组织位置的回波数据。

[0051] 在步骤203中,根据各检测位置回波数据,进行形变估计运算。形变估计算法可选择例如归一化互相关运算。例如,如下式(1)所示:对同一检测位置线,相邻次采集的数据进行归一化互相关运算,其中 s_r 为当前超声射频回波信号, s_d 为下一次超声射频回波信号, R 为互相关系数, τ 为对应位移值的超声回波时间延迟, T 为信号段周期长度。

$$[0052] \quad R(\tau) = \frac{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t)s_d(t+\tau))dt}{\sqrt{\int_{-T/2}^{T/2} (s_r(t))^2 dt \int_{-T/2}^{T/2} (s_d(t+\tau))^2 dt}} \quad (1)$$

[0053] 求取 R 的最大值所对应结果 τ 即为相邻回波时延,根据公式(2)计算得到形变值 u_τ ,式中 c 为超声传播速度。

$$[0054] \quad u_\tau = c\tau/2 \quad (2)$$

[0055] 在步骤204中,作出各检测位置的形变-时间曲线,如图5所示,其示出了形成其中一个深度各检测位置的形变-时间曲线。搜索图中每条形变-时间曲线的峰值,并记录峰值所对应的横向坐标值,即时间值。

[0056] 在步骤205中,根据步骤204中峰值对应时间值和检测位置物理距离值,作出拟合时间-距离直线,如图6所示;求取时间-距离直线的斜率的倒数,即可得到剪切波速度值。

[0057] 在步骤206中,重复步骤203-205,最终得到至少3组不同频率的剪切波速度估计值。结合对应的频率,可以作出速度-频率直线,如图7所示,进而可求出直线斜率。该斜率值即作为组织粘性特征的参考值。

[0058] 通过前述步骤可以看出,在分析生物组织的粘性特征过程中,先通过对人体组织选定位置进行第一组声辐射力聚焦冲击,产生第一种频率的剪切波;然后通过超声采集观察区域指定位置的回波信号;重复上述声辐射力冲击和回波采集过程至少两次,最终得到至少三组不同频率的剪切波经过指定区域的回波数据;各个检测位置的回波信号继续形变估计运算,根据形变估计结果作出形变-时间曲线;根据形变-时间曲线进行剪切波的波速估计;最终得到不同剪切波频率经过同一组织时的速度值,并线性拟合出剪切波速度-频率直线,求得直线斜率。此直线频率反映了剪切波经过同一组织位置时速度与频率的变化关系,可以定性反映出组织的粘性情况。即,斜率越大,组织粘性越大;反之,斜率越接近零,组织粘性越小。从而,在对生物组织进行弹性成像时,基于声辐射力冲击可以分析出组织粘性特征,使得弹性成像能更为全面和真实地反映出组织信息,进而可为临床判断组织病变情况提供更准确的依据。

[0059] 在本申请实施例提供的装置及方法中,通过对选定位置进行多组声辐射力冲击和回波采集,在目标区域产生不同频率的剪切波,并采集到剪切波经过观察的组织区域的回波信号,然后通过对回波数据进行互相关计算得到各个检测位置的形变-时间曲线,根据形变-时间曲线计算出剪切波速度值;最终根据不同频率的剪切波速度拟合出速度-频率直线,计算直线的斜率从而得到组织的粘性特征值。该方法利用声辐射力冲击方法在人体选定组织位置产生几种特定频率的剪切波,并计算剪切波速度,建立速度-频率直线,可以观察不同频率剪切波经过相同组织时的速度情况,从而,通过计算该直线的斜率值定性反应出组织的粘性情况,不需要如现有技术那样知道组织密度值。

[0060] 本文参照了各种示范实施例进行说明。然而,本领域的技术人员将认识到,在不脱离本文范围的情况下,可以对示范性实施例做出改变和修正。例如,各种操作步骤以及用于执行操作步骤的组件,可以根据特定的应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数以不同的方式实现。

[0061] 另外,如本领域技术人员所理解的,本文的原理可以反映在计算机可读存储介质上的计算机程序产品中,该可读存储介质预装有计算机可读程序代码。任何有形的、非暂时性的计算机可读存储介质皆可被使用,包括磁存储设备(硬盘、软盘等)、光学存储设备(CD-ROM、DVD、BluRay盘等)、闪存和/或诸如此类。这些计算机程序指令可被加载到通用计算机、专用计算机或其他可编程数据处理设备上以形成机器,使得这些在计算机上或其他可编程数据处理装置上执行的指令可以生成实现指定的功能的装置。这些计算机程序指令也可以存储在计算机可读存储器中,该计算机可读存储器可以指示计算机或其他可编程数据处理设备以特定的方式运行,这样存储在计算机可读存储器中的指令就可以形成一件制造品,包括实现指定功能的实现装置。计算机程序指令也可以加载到计算机或其他可编程数据处理设备上,从而在计算机或其他可编程设备上执行一系列操作步骤以产生一个计算机实现的进程,使得在计算机或其他可编程设备上执行的指令可以提供用于实现指定功能的步

骤。

[0062] 虽然在各种实施例中已经示出了本文的原理,但是许多特别适用于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和部件的修改可以在不脱离本披露的原则和范围内使用。以上修改和其他改变或修正将被包含在本文的范围之内。

[0063] 前述具体说明已参照各种实施例进行了描述。然而,本领域技术人员将认识到,可以在不脱离本披露的范围的情况下进行各种修正和改变。因此,对于本披露的考虑将是说明性的而非限制性的意义上的,并且所有这些修改都将被包含在其范围内。同样,有关于各种实施例的优点、其他优点和问题的解决方案已如上所述。然而,益处、优点、问题的解决方案以及任何能产生这些的要素,或使其变得更明确的解决方案都不应被解释为关键的、必需的或必要的。本文中所用的术语“包括”和其任何其他变体,皆属于非排他性包含,这样包括要素列表的过程、方法、文章或设备不仅包括这些要素,还包括未明确列出的或不属于该过程、方法、系统、文章或设备的其他要素。此外,本文中所使用的术语“耦合”和其任何其他变体都是指物理连接、电连接、磁连接、光连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

[0064] 具有本领域技术的人将认识到,在不脱离本发明的基本原理的情况下,可以对上述实施例的细节进行许多改变。因此,本发明的范围应根据以下权利要求确定。

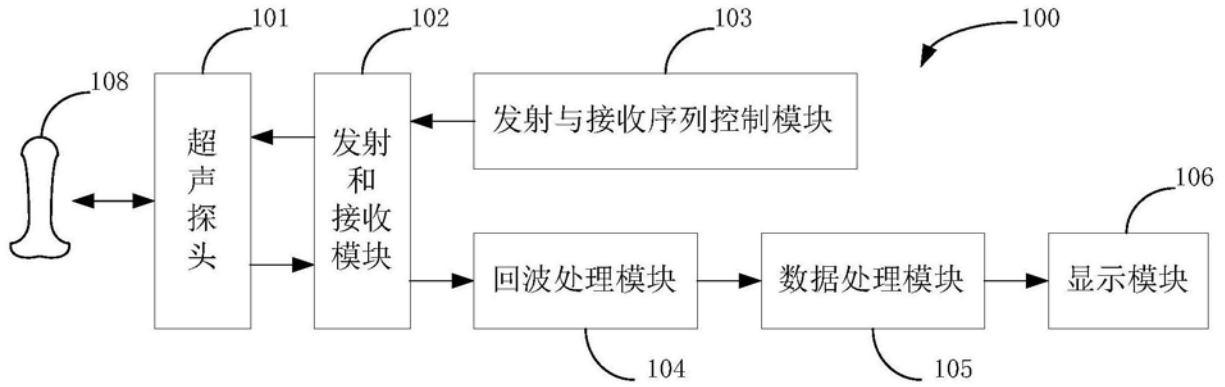


图1

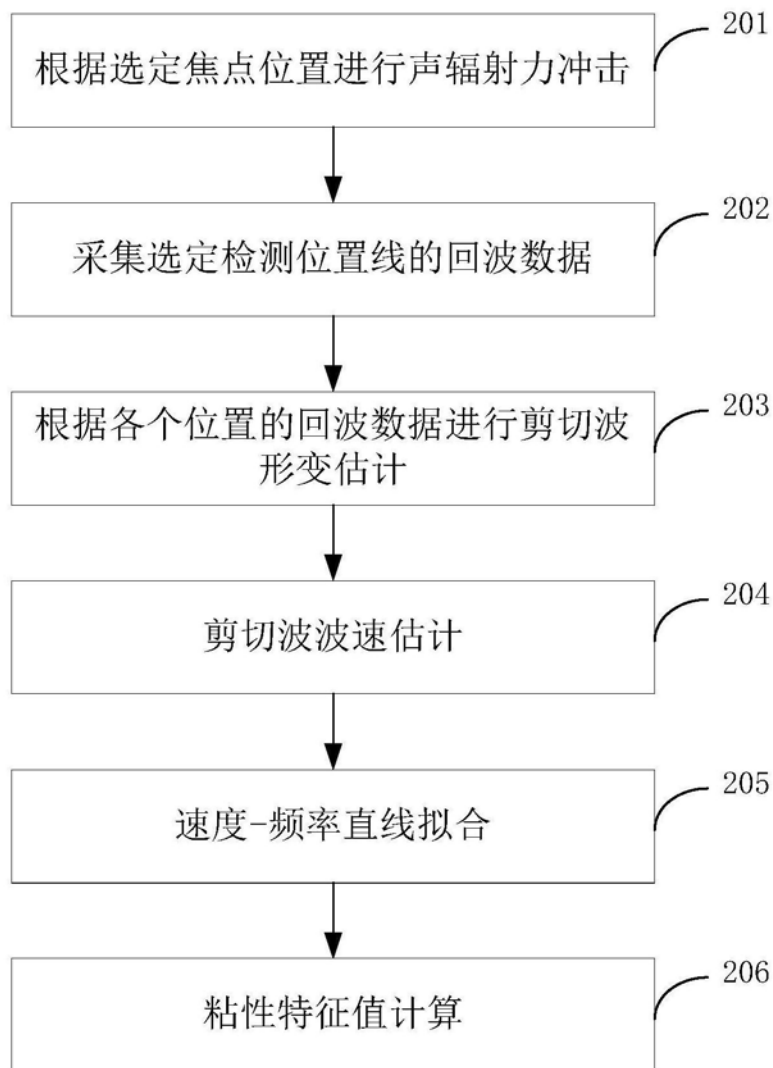


图2

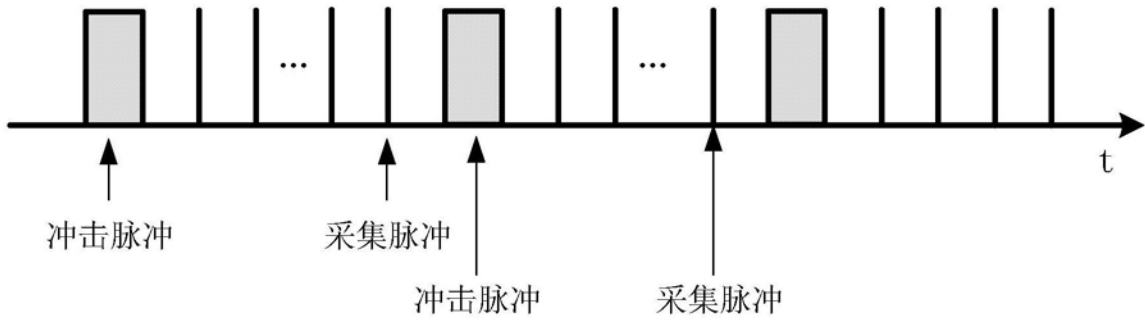


图3

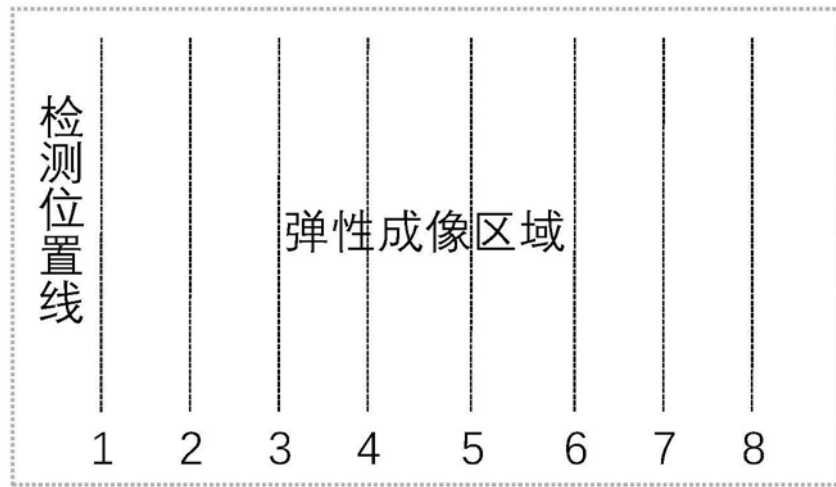


图4

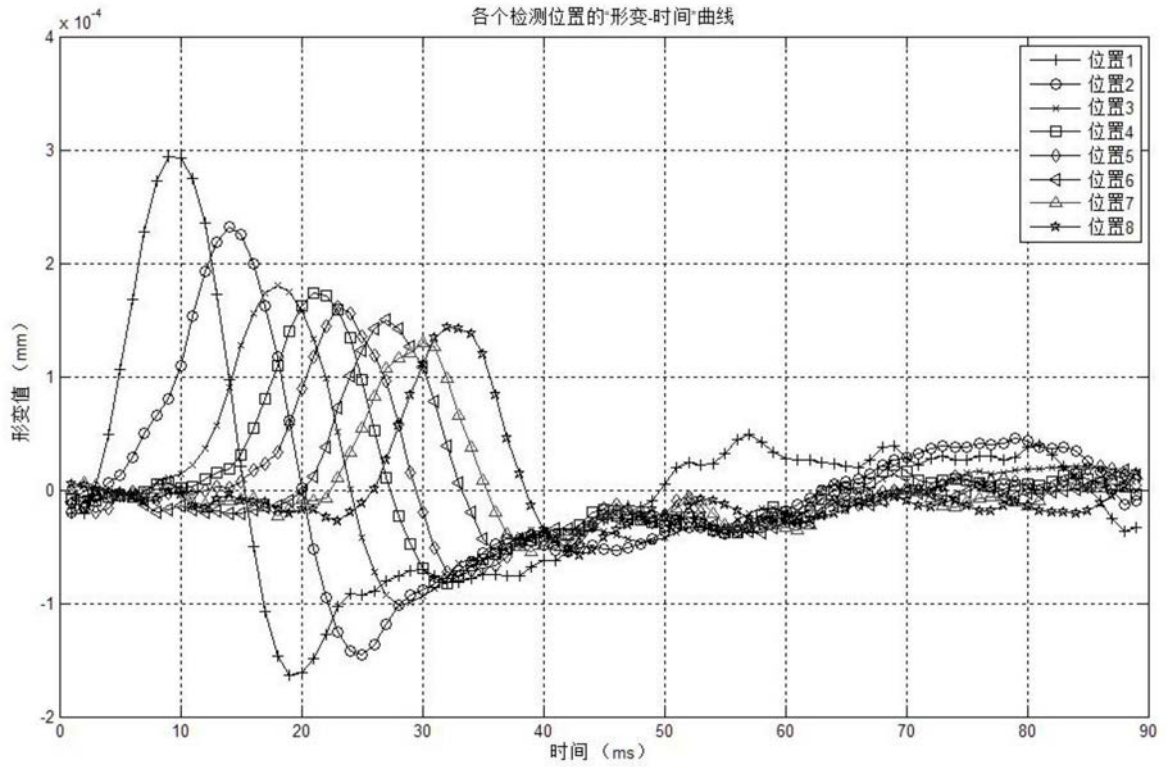


图5

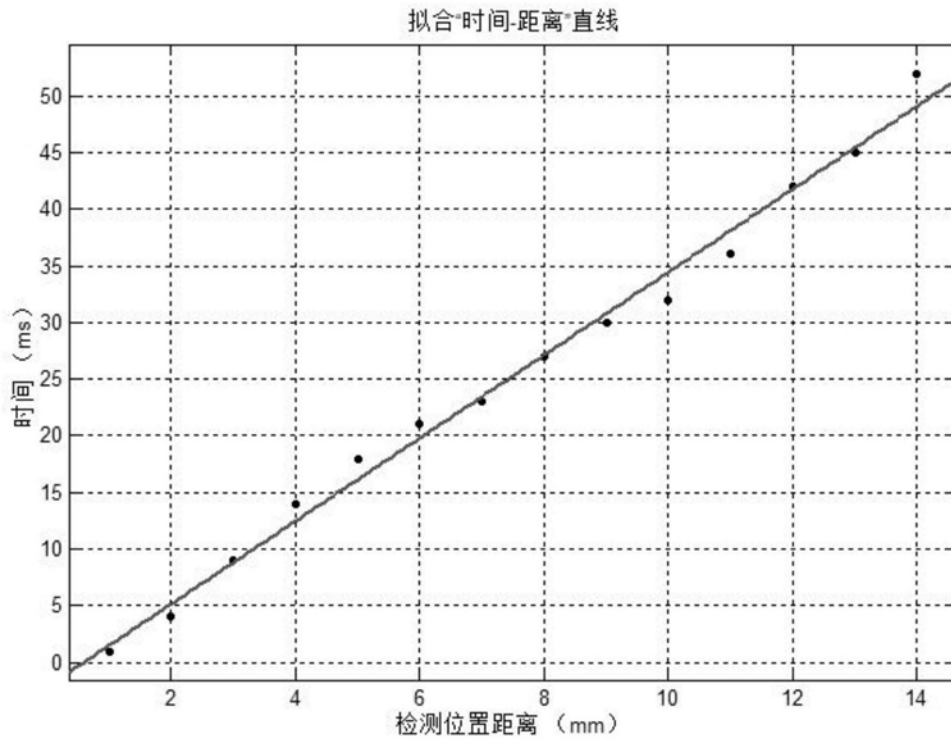


图6

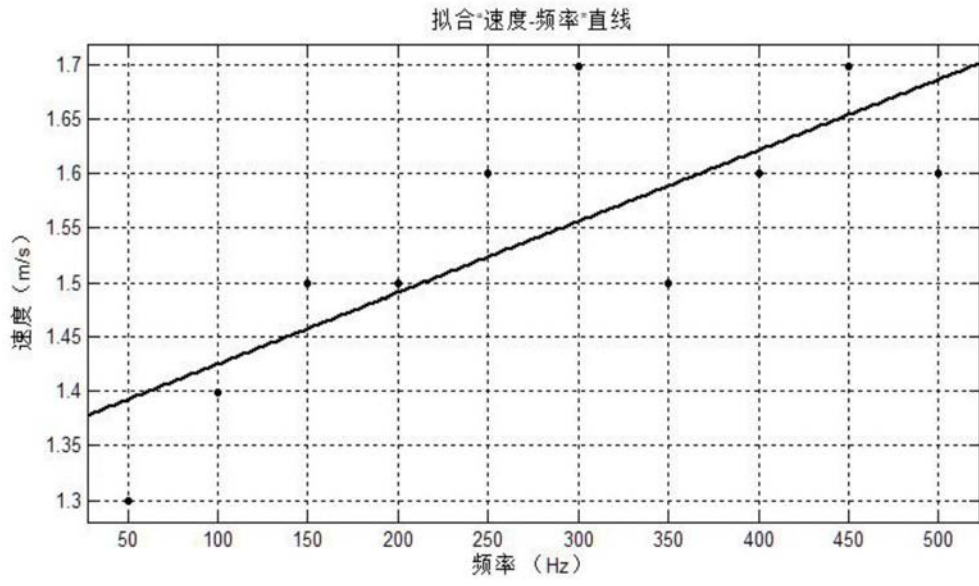


图7

专利名称(译)	超声弹性成像装置及方法		
公开(公告)号	CN110368030A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910577423.2	申请日	2019-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳中科乐普医疗技术有限公司		
[标]发明人	翁嘉淳 董永刚		
发明人	翁嘉淳 董永刚		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/4411 A61B8/4488 A61B8/485		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种超声弹性成像装置及方法，其利用声辐射力冲击方法在人体选定组织位置产生若干种特定频率的剪切波，并计算剪切波速度，建立速度-频率直线，可以观察不同频率剪切波经过相同组织时的速度情况，从而，通过计算该直线的斜率值定性反应出组织的粘性情况，不需要如现有技术那样知道组织密度值。

